

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 06-261871
 (43)Date of publication of application : 20.09.1994

(51)Int.CI.

A61B 5/0245

(21)Application number : 04-180047

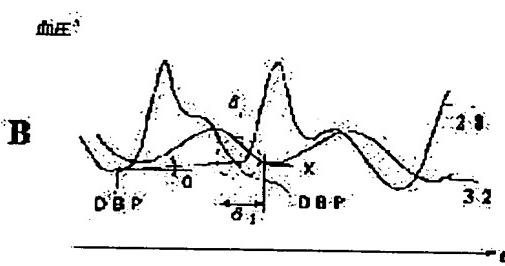
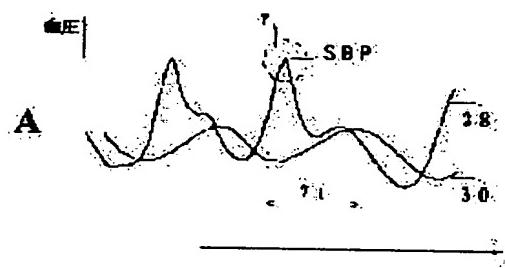
(71)Applicant : DAINIPPON PHARMACEUT CO LTD

(22)Date of filing : 07.07.1992

(72)Inventor : NAGAI RYUJI
NAGATA SHIZUYA**(54) PROCESSOR FOR DATA ON CIRCULATION ACTION MEASUREMENT****(57)Abstract:**

PURPOSE: To provide the processor cable of exactly making circulation action measurement.

CONSTITUTION: A blood pressure signal 28 is filtered by a low-pass filter having about several Hz cut-off frequency. A waveform 30 and a waveform 32 are thereby obtd. The max. value of the blood pressure signal 28 in the rising period γ_1 of this waveform 30 is defined as SBP. The min. value of the blood pressure signal 28 in the falling period d_1 of the waveform 32 is defined as DBP. The number of pulsations is computed in accordance with the interval between the DBPs.

**LEGAL STATUS**

[Date of request for examination] 30.03.1999

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3131932

[Date of registration] 24.11.2000

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

BEST AVAILABLE COPY

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-261871

(43)公開日 平成6年(1994)9月20日

(51)Int.Cl.⁵
A 61 B 5/0245識別記号
7638-4C

F I

技術表示箇所

A 61 B 5/02

322

審査請求 未請求 請求項の数12 O.L (全18頁)

(21)出願番号 特願平4-180047

(22)出願日 平成4年(1992)7月7日

(71)出願人 000002912

大日本製薬株式会社

大阪府大阪市中央区道修町2丁目6番8号

(72)発明者 永井 隆二

京都府京都市伏見区桃山町和泉23-4コス
モ桃山南口309号

(72)発明者 永田 鎮也

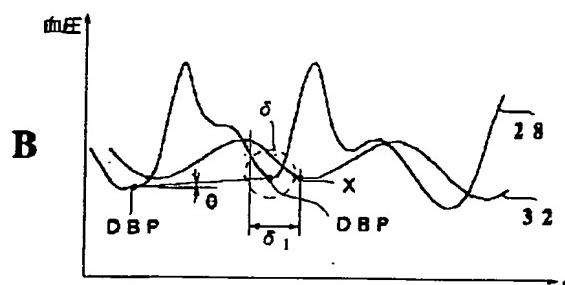
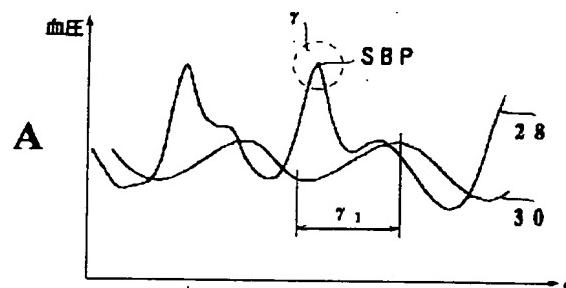
兵庫県神戸市須磨区南落合2丁目2番510
-104号

(74)代理人 弁理士 古谷 栄男 (外2名)

(54)【発明の名称】循環動態測定データ処理装置

(57)【要約】

【目的】正確に循環動態測定を行うことのできる処理装置を提供することを目的とする。

【構成】血圧信号28を数Hz程度の遮断周波数をもつローパスフィルタによりフィルタリングする。これにより得られるのが波形30と波形32である。波形30の上昇期間 γ_1 における血圧信号28の最大値をSBPとする。また、波形32の下降期間 δ_1 における血圧信号28の最小値をDBPとする。DBPとDBPの間隔に基づいて脈拍数を演算する。

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 周期性を有する循環動態測定パラメータを計測し、電気信号に変換する計測センサ、計測センサからの電気信号を受けて、前記周期性に対応する周波数の近傍の周波数の成分のみを通過させる周期性検出フィルタ手段、
周期性検出フィルタ手段の出力に基づき、当該出力の下降期間または上昇期間の少なくとも一方を決定する認識領域決定手段、
認識領域決定手段の決定した各下降期間および上昇期間における計測センサからの電気信号に基づいて、各周期の代表値を抽出する代表値抽出手段、
を備えたことを特徴とする循環動態測定データ処理装置。

【請求項 2】 請求項 1 の循環動態測定データ処理装置において、
代表値抽出手段によって抽出された代表値を、近接する他の周期の代表値と比較することにより、不要な代表値を除去することを特徴とするもの。

【請求項 3】 請求項 1 の循環動態測定データ処理装置において、
前回の代表値から今回の代表値までの時間間隔に基づいて脈拍数または心拍数を演算することを特徴とするもの。

【請求項 4】 請求項 3 の循環動態測定データ処理装置において、
脈拍数を演算するための代表値は、拡張期血圧、収縮期血圧であり、心拍数を演算するための代表値は、左心室拡張終期圧、左心室収縮期内圧であることを特徴とするもの。

【請求項 5】 請求項 1 の循環動態測定データ処理装置において、
前記計測センサが血圧を計測する血圧測定センサであり、

前記代表値抽出手段は、
認識領域決定手段により決定された下降期間における血圧測定センサからの血圧信号に基づいて、拡張期血圧を算出する拡張期血圧算出手段、または認識領域決定手段により決定された上昇期間における血圧測定センサからの血圧信号に基づいて、収縮期血圧を算出する収縮期血圧算出手段の少なくとも一方、
を備えていることを特徴とするもの。

【請求項 6】 請求項 5 の循環動態データ処理装置において、
前記周期性検出フィルタ手段を、血圧信号の極小点付近の周波数に近い透過周波数特性を有する下降期間用フィルタと血圧信号の極大点付近の周波数に近い透過周波数特性を有する上昇期間用フィルタにより構成し、

認識領域決定手段を下降期間決定手段と上昇期間決定手段に分けるとともに、

下降期間決定手段は、下降期間用フィルタの出力に基づいて下降期間を決定し、

上昇期間決定手段は、上昇期間用フィルタの出力に基づいて上昇期間を決定するようにしたことを特徴とする循環動態データ処理装置。

【請求項 7】 請求項 1 の循環動態測定データ処理装置において、
前記計測センサが左心室内圧を計測する圧力測定センサであり、

10 前記代表値抽出手段は、
左心室内圧信号を微分し、左心室内圧微分信号を出力する左心室内圧微分手段および、
認識領域決定手段により決定された下降期間内において左心室内圧微分信号が出力される時点の左心室内圧信号に基づいて左心室拡張終期圧を算出する左心室拡張終期圧算出手段、または認識領域決定手段により決定された上昇期間における左心室内圧信号に基づいて、左心室収縮期内圧を算出する左心室収縮期内圧算出手段の少なくとも一方、
を備えていることを特徴とするもの。

【請求項 8】 請求項 7 の循環動態測定データ処理装置において、
前記周期性検出フィルタ手段を、左心室内圧信号の極小点付近の周波数に近い透過周波数特性を有する下降期間用フィルタと左心室内圧信号の極大点付近の周波数に近い透過周波数特性を有する上昇期間用フィルタにより構成し、

認識領域決定手段を下降期間決定手段と上昇期間決定手段に分けるとともに、
30 下降期間決定手段は、下降期間用フィルタの出力に基づいて下降期間を決定し、
上昇期間決定手段は、上昇期間用フィルタの出力に基づいて上昇期間を決定するようにしたことを特徴とする循環動態測定データ処理装置。

【請求項 9】 請求項 1 の循環動態測定データ処理装置において、
前記計測センサが血流量を計測する血流量測定センサであり、

前記代表値抽出手段は、
40 血流量信号を微分し、血流量微分信号を出力する血流量微分手段および、

認識領域決定手段により決定された下降期間内において血流量微分信号が出力される時点の血流量信号に基づいて上昇直前血流量を算出する上昇直前血流量算出手段、または認識領域決定手段により決定された上昇期間における血流量信号に基づいて、最大血流量を算出する最大血流量算出手段の少なくとも一方、
を備えたものであることを特徴とするもの。

【請求項 10】 請求項 1 の循環動態測定データ処理装置において、
50

前記計測センサが血流速度を計測する血流速度測定センサであり、

前記代表値抽出手段は、

血流速度信号を微分し、血流速度微分信号を出力する血流速度微分手段および、

認識領域決定手段により決定された下降期間内において血流速度微分信号が出力される時点の血流速度信号に基づいて上昇直前血流速度を算出する上昇直前血流速度算出手段、または認識領域決定手段により決定された上昇期間における血流速度信号に基づいて、最大血流速度を算出する最大血流速度算出手段の少なくとも一方、を備えたものであることを特徴とするもの。

【請求項11】請求項9の循環動態測定データ処理装置において、

前記周期性検出フィルタ手段を、血流量信号または血流速度信号の極小点付近の周波数に近い透過周波数特性を有する下降期間用フィルタと血流量信号または血流速度信号の極大点付近の周波数に近い透過周波数特性を有する上昇期間用フィルタにより構成し、

認識領域決定手段を下降期間決定手段と上昇期間決定手段に分けるとともに、

下降期間決定手段は、下降期間用フィルタの出力に基づいて下降期間を決定し、

上昇期間決定手段は、上昇期間用フィルタの出力に基づいて上昇期間を決定するようにしたことを特徴とする循環動態測定データ処理装置。

【請求項12】時系列に配置された循環動態の計測データを入力し、低周波通過フィルタ手段を介して、所望のサンプリング間隔で処理データを出力する循環動態測定データ処理装置であって、

前記サンプリング間隔に対応するサンプリング周波数に応じて、前記低周波通過フィルタ手段の通過周波数を変化させるとともに、前記通過周波数を前記サンプリング周波数とほぼ同じかもしくはやや高い周波数としたことを特徴とする循環動態測定データ処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】この発明は循環動態測定データ処理装置に関するものであり、特にその解析精度の向上に関するものである。

【0002】

【従来の技術】薬品投与の影響を知るため、薬品投与による血圧（収縮期血圧、平均血圧、拡張期血圧）や脈拍などを測定することが行われている。例えば、血管内の血圧の変化を圧力センサによって測定し、これに基づいて収縮期血圧（S B P）、拡張期血圧（D B P）、脈拍などを演算するようにしている。

【0003】図20に、ラットの血管内の血圧を測定した波形を示す。この例においては、3秒を1測定時間としている。この3秒間において、最大の血圧値をS B P

とし、最小の血圧をD B Pとしている。また、波形がしきい値Tbをクロスする点の数を計測し、これを1/2することによって脈拍数を演算している。このようにして得られたS B P、D B P、脈拍数は、メモリに記憶される。同様にして、次の1測定時間についてのS B P、D B P、脈拍数をメモリに記憶する。これを繰り返すことにより、薬品投与後のS B P、D B P、脈拍数の変化を知ることができる。

【0004】

10 【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記のような従来の測定には次のような問題点があった。図21に、ラットの血圧変化を測定した図を示す。図において、 α の部分で波形が乱れているのはラットが動いたためである。しかしながら、従来の測定法では、この部分の血圧をS B P、D B Pとして認識してしまうという問題があった。また、 α の部分があるため、脈拍数も本来の脈拍数より多く計測されてしまうという問題もあった。逆に、 β 部分に示すように、血圧が全体的に上昇したような場合には、波形がしきい値Tbとクロスしなくなって、脈拍数が少なく計測されてしまうという問題もあった。すなわち、正確な測定を行えないおそれがあった。

【0005】この発明は上記のような問題点を解決して、正確に測定を行うことのできる周期性データ処理装置を提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】請求項1の循環動態測定データ処理装置は、周期性を有する循環動態測定パラメータを計測し、電気信号に変換する計測センサ、計測センサからの電気信号を受けて、前記周期性に対応する周波数の近傍の周波数の成分のみを通過させる周期性検出フィルタ手段、周期性検出フィルタ手段の出力に基づき、当該出力の下降期間または上昇期間の少なくとも一方を決定する認識領域決定手段、認識領域決定手段の決定した各下降期間および上昇期間における計測センサからの電気信号に基づいて、各周期の代表値を抽出する代表値抽出手段、を備えたことを特徴としている。

【0007】請求項2の循環動態測定データ処理装置は、代表値抽出手段によって抽出された代表値を、近接する他の周期の代表値と比較することにより、不要な代表値を除去することを特徴としている。

【0008】請求項3の循環動態測定データ処理装置は、前回の代表値から今回の代表値までの時間間隔に基づいて脈拍数または心拍数を演算することを特徴としている。請求項4の循環動態測定データ処理装置は、脈拍数を演算するための代表値は、拡張期血圧、収縮期血圧であり、心拍数を演算するための代表値は、左心室拡張終期圧、左心室収縮期内圧であることを特徴としている。

【0009】請求項5の循環動態測定データ処理装置

は、前記計測センサが血圧を計測する血圧測定センサであり、前記代表値抽出手段は、認識領域決定手段により決定された下降期間における血圧測定センサからの血圧信号に基づいて、拡張期血圧を算出する拡張期血圧算出手段、または認識領域決定手段により決定された上昇期間における血圧測定センサからの血圧信号に基づいて、収縮期血圧を算出する収縮期血圧算出手段の少なくとも一方、を備えていることを特徴としている。

【0010】請求項6の循環動態データ処理装置は、前記周期性検出フィルタ手段を、血圧信号の極小点付近の周波数に近い透過周波数特性を有する下降期間用フィルタと血圧信号の極大点付近の周波数に近い透過周波数特性を有する上昇期間用フィルタにより構成し、認識領域決定手段を下降期間決定手段と上昇期間決定手段に分けるとともに、下降期間決定手段は、下降期間用フィルタの出力に基づいて下降期間を決定し、上昇期間決定手段は、上昇期間用フィルタの出力に基づいて上昇期間を決定するようにしたことを特徴としている。

【0011】請求項7の循環動態測定データ処理装置は、前記計測センサが左心室内圧を計測する圧力測定センサであり、前記代表値抽出手段は、左心室内圧信号を微分し、左心室内圧微分信号を出力する左心室内圧微分手段および、認識領域決定手段により決定された下降期間内において左心室内圧微分信号が出力される時点の左心室内圧信号に基づいて左心室拡張終期圧を算出する左心室拡張終期圧算出手段、または認識領域決定手段により決定された上昇期間における左心室内圧信号に基づいて、左心室収縮期圧を算出する左心室収縮期圧算出手段の少なくとも一方、を備えていることを特徴としている。

【0012】請求項8の循環動態測定データ処理装置は、前記周期性検出フィルタ手段を、左心室内圧信号の極小点付近の周波数に近い透過周波数特性を有する下降期間用フィルタと左心室内圧信号の極大点付近の周波数に近い透過周波数特性を有する上昇期間用フィルタにより構成し、認識領域決定手段を下降期間決定手段と上昇期間決定手段に分けるとともに、下降期間決定手段は、下降期間用フィルタの出力に基づいて下降期間を決定し、上昇期間決定手段は、上昇期間用フィルタの出力に基づいて上昇期間を決定するようにしたことを特徴としている。

【0013】請求項9の循環動態測定データ処理装置は、前記計測センサが血流量を計測する血流量測定センサであり、前記代表値抽出手段は、血流量信号を微分し、血流量微分信号を出力する血流量微分手段および、認識領域決定手段により決定された下降期間内において血流量微分信号が出力される時点の血流量信号に基づいて上昇直前血流量を算出する上昇直前血流量算出手段、または認識領域決定手段により決定された上昇期間における血流量信号に基づいて、最大血流量を算出する最大

血流量算出手段の少なくとも一方、を備えたものであることを特徴としている。

【0014】請求項10の循環動態測定データ処理装置は、前記計測センサが血流速度を計測する血流速度測定センサであり、前記代表値抽出手段は、血流速度信号を微分し、血流速度微分信号を出力する血流速度微分手段および、認識領域決定手段により決定された下降期間内において血流速度微分信号が outputされる時点の血流速度信号に基づいて上昇直前血流速度を算出する上昇直前血流速度算出手段、または認識領域決定手段により決定された上昇期間における血流速度信号に基づいて、最大血流速度を算出する最大血流速度算出手段の少なくとも一方、を備えたものであることを特徴としている。

【0015】請求項11の循環動態測定データ処理装置は、前記周期性検出フィルタ手段を、血流量信号または血流速度信号の極小点付近の周波数に近い透過周波数特性を有する下降期間用フィルタと血流量信号または血流速度信号の極大点付近の周波数に近い透過周波数特性を有する上昇期間用フィルタにより構成し、認識領域決定手段を下降期間決定手段と上昇期間決定手段に分けるとともに、下降期間決定手段は、下降期間用フィルタの出力に基づいて下降期間を決定し、上昇期間決定手段は、上昇期間用フィルタの出力に基づいて上昇期間を決定するようにしたことを特徴としている。

【0016】請求項12の循環動態測定データ処理装置は、時系列に配置された循環動態の計測データを入力し、低周波通過フィルタ手段を介して、所望のサンプリング間隔で処理データを出力する循環動態測定データ処理装置であって、前記サンプリング間隔に対応するサンプリング周波数に応じて、前記低周波通過フィルタ手段の通過周波数を変化させるとともに、前記通過周波数を前記サンプリング周波数とほぼ同じかもしくはやや高い周波数としたことを特徴としている。

【0017】

【作用】請求項1の循環動態測定データ処理装置においては、周期性検出フィルタ手段によって周期性の成分を取り出し、これに基づいて下降期間または上昇期間を決定するとともに、この期間における代表値を抽出するようしている。したがって、異常な周期を有するデータを除外して、各期間における代表値を正確に抽出することができる。

【0018】請求項2の循環動態測定データ処理装置においては、抽出された代表値を近接する他の周期の代表値と比較することによって不要な代表値を除去している。したがって、異常なデータを排除することができる。

【0019】請求項3、4の循環動態測定データ処理装置においては、前回の代表値から今回の代表値までの時間間隔に基づいて脈拍数または心拍数を演算している。したがって、正確な脈拍数または心拍数を得ることがで

きる。

【0020】請求項5の循環動態測定データ処理装置においては、周期性検出フィルタ手段によって周期性の成分を取り出し、これに基づいて下降期間または上昇期間を決定するとともに、下降期間における血圧信号に基づいて拡張期血圧を算出するか、もしくは上昇期間における血圧信号に基づいて収縮期血圧を算出するようとしている。したがって、異常な周期を有する血圧信号を排除しつつ、正確に拡張期血圧または収縮期血圧を算出することができる。

【0021】請求項6、8、10の循環動態測定データ処理装置においては、下降期間用フィルタと上昇期間用フィルタによって周期性検出フィルタを構成し、下降期間用フィルタの出力によって下降期間を決定し、上昇期間用フィルタの出力によって上昇期間を決定するようとしている。したがって、下降期間、上昇期間をより正確に決定することができる。

【0022】請求項7の循環動態測定データ処理装置においては、周期性検出フィルタ手段によって周期性の成分を取り出し、これに基づいて下降期間または上昇期間を決定するとともに、左心室内圧信号の微分信号を得て、下降期間内における微分信号の出力時点の左心室内圧信号に基づいて左心室拡張終期圧を算出するか、もしくは上昇期間における左心室内圧信号に基づいて左心室収縮期内圧を算出するようとしている。したがって、異常な周期を有する左心室内圧信号を排除しつつ、正確に左心室拡張終期圧または左心室収縮期内圧を算出することができる。

【0023】請求項9の循環動態測定データ処理装置においては、周期性検出フィルタ手段によって周期性の成分を取り出し、これに基づいて下降期間または上昇期間を決定するとともに、血流量信号の微分信号を得て、下降期間内における微分信号の出力時点の血流量信号に基づいて上昇直前血流量を算出するか、もしくは上昇期間における血流量信号に基づいて最大血流量を算出するようとしている。したがって、異常な周期を有する血流量信号を排除しつつ、正確に上昇直前血流量または最大血流量を算出することができる。

【0024】請求項10の循環動態測定データ処理装置においては、周期性検出フィルタ手段によって周期性の成分を取り出し、これに基づいて下降期間または上昇期間を決定するとともに、血流速度信号の微分信号を得て、下降期間内における微分信号の出力時点の血流速度信号に基づいて上昇直前血流速度を算出するか、もしくは上昇期間における血流速度信号に基づいて最大血流速度を算出するようとしている。したがって、異常な周期を有する血流速度信号を排除しつつ、正確に上昇直前血流速度または最大血流速度を算出することができる。

【0025】請求項12の循環動態測定データ処理装置においては、サンプリング間隔に対応するサンプリング

周波数に応じて、低周波通過フィルタ手段の通過周波数を変化させるとともに、通過周波数を前記サンプリング周波数よりやや高い周波数としている。したがって、サンプリング間隔に応じて適切なデータが得られる。

【0026】

【実施例】

—基本的構成—

図2に、この発明の一実施例による循環動態測定データ処理装置の概念図を示す。検体である動物A₁～A₈には、血圧測定センサ(図示せず)が取り付けられている。各センサの出力は増幅アンプ3を経て8チャンネルのA/Dコンバータ2に入力されて、デジタル信号に変換される。変換されたデータは、血圧信号としてコンピュータ4に入力される。コンピュータ4はこの血圧信号に基づいて、収縮期血圧、拡張期血圧などの代表値を演算し記憶する。

【0027】図3に、この実施例において用いた血圧測定センサを示す。先端に設けられた導管26を検体の血管内に挿入する。導管26には、食塩水の充填された細管28が接続され、さらに血圧測定センサ6が接続されている。したがって、血管内の血圧の変化が細管28を伝わって血圧測定センサ6に導かれる。これにより、血圧測定センサ6は、血圧に応じたアナログ信号を出力する。

【0028】図4に、図2の血圧データ処理装置のブロック図を示す。各検体に取り付けられた血圧測定センサ6₁～6₈からの出力は、増幅アンプ3で増幅され、A/Dコンバータ2に与えられる。CPU12からの指令によって、デジタル変換された血圧信号が1つ選択されて入力ポート10に与えられる。入力ポート10は、バスライン24に接続されている。バスライン24には、CPU12、ROM14、RAM16、CRT18、レコーダ20、ハードディスク22が接続されている。CPU12はROM14に格納されたプログラムにしたがって、入力ポート10から血圧信号を取り込み処理を行う。

【0029】—血圧信号の処理—

図5に、ROM14に格納されているプログラムのフローチャートを示す。まず、CPU12はステップS₀において血圧測定センサ6₁～6₈の出力を順次デジタル信号として取り込む。ここでは説明の便宜上、血圧測定センサ6₁の出力のみについて説明するが、他の血圧測定センサ6₂～6₈についても同様の処理がなされる。

【0030】取り込まれたデジタルの血圧信号は、RAM16に記憶されていく。この血圧信号を波形として示すと、図1の28のようになる。CPU12は、この血圧信号に対して、デジタル・フィルタリングを行う(ステップS₁)。フィルタリング処理のフローチャートを図6に示す。まずCPU12は、血圧信号に対してノイズ除去のためのフィルタリングを行う(ステップS₁)。

。例えば、検体がラットである場合には 100 Hz 以上の周波数成分をカットする。

【0031】次に、上昇期間用のローパスフィルタリング処理を行う（ステップ S₁）。このローパスフィルタの透過周波数は、血圧信号の極大点付近（図 1A の γ ）部分の周波数成分を通過させるように選択する。例えば、検体がラットである場合には 8 Hz 以下の周波数成分を透過するようにしている。これにより、図 1A に示すような低周波成分 30 が得られる。なお、得られた低周波成分 30 はフィルタリング処理による遅延時間をしていている。

【0032】次に、下降期間用のローパスフィルタリング処理を行う（ステップ S₂）。このローパスフィルタの透過周波数は、血圧信号の極小点付近（図 1B の δ ）部分の周波数成分を透過するようにしている。特に、極小点から極大点までの時間間隔が少ないので、フィルタリング処理の遅延時間を余り大きくすることができず、遮断周波数も余り低くできない。例えば、検体がラットである場合には 15 Hz 以下の周波数成分を透過するようにしている。

【0033】ノイズ除去のためのフィルタリングが施された血圧データ、上昇期間用のフィルタリングが施されたデータ、下降期間用のフィルタリングが施されたデータは、それぞれ RAM 16 に記憶される。

【0034】なお、上記のようにこの実施例においてはデジタルフィルタ（この実施例では 2 次 IIR バターワース型のフィルタ処理とした）によって各フィルタリング処理を行っているが、アナログフィルタによって構成してもよい。

【0035】図 5 に戻って、ステップ S₂において、下降期間用のフィルタ処理を施されたデータの極小点 X が表われた否かを検出する。極小点 X が表われていなければ、ステップ S₀に戻って次の血圧データの収集を行う。

【0036】極小点 X が表われたら、CPU 12 は RAM 16 に記憶されたフィルタリングデータに基づいて代表値の抽出を行う（図 5 のステップ S₃）。図 7 に、代表値抽出処理のフローチャートを示す。まず、CPU 12 は、上昇期間用フィルタ処理を施された低周波成分（図 1A の 30 参照）のデータ上昇期間 γ_1 を算出する。次に、この期間 γ_1 内における血圧データの最大値を求め、これを収縮期血圧（SBP）とする（ステップ S₉）。同様にして、下降期間用フィルタ処理を施された低周波成分（図 1B の 32 参照）のデータ下降期間 δ_1 を算出し、この下降期間 δ_1 内における血圧データの最小値を求め、これを拡張期血圧（DBP）とする（ステップ S₁₀）。

【0037】次に、前回の DBP から今回の DBP の期間までの血圧データを積分平均し、平均血圧（MBP）を算出する（ステップ S₁₁）。さらに、DBP から SB

Pまでの時間および前回の DBP から今回の DBP までの時間を算出するとともに、その逆数に 60 を乗じて脈拍数を求める（ステップ S₁₂）。次に、前回の DBP と今回の DBP との差を演算する（ステップ S₁₃）。さらに、前回の DBP から今回の DBP までの波形の差分の絶対値を演算し、これを血圧波形変位値とする（ステップ S₁₄）。次に、前回の DBP と今回の DBP の血圧の傾き（血圧勾配） θ を演算する（ステップ S₁₅）。上記のようにして得られた代表値は、図 9 に示すように、ハードディスク 22 に記憶される。また、図 10 に示すように、CPU 12 は代表値の抽出結果を CRT 18 に表示させることも可能である。

【0038】代表値の抽出及び記憶が終了すると、棄却検定に移る（ステップ S₄）。図 8 に、棄却検定処理のフローチャートを示す。この実施例においては、ステップ S₃において算出した代表値全てについて棄却検定を行っている（ステップ S₁₆～S₂₁）。ステップ S₁₆においては、SBP の棄却検定を行っている。棄却検定の対象となる SBP が、前後 5 つの SBP からみて異常な値になっていないか否かを判定している。この実施例では、前後 5 つの SBP の平均値、分散値を演算し、分散値が平均値の 10 % 以上になったときに、1 % の Smirnov 检定を行って判定している。ステップ S₁₆ においては、他の代表値について同様にして棄却検定を行う。

【0039】以上のようにして棄却検定を行い、各代表値のうちの何れか一つでも異常な値であると判定すると、当該 1 組の代表値を全て棄却する。すなわち、ハードディスク 22 から消去し、以後の処理においては用いないようになる。このようにして、異常なデータを排除することができる。例えば、図 21 の α に示すような異常なデータが血圧信号として得られた場合、この部分の代表値は他の正常な部分の代表値とかけ離れたものとなる。したがって、上記の棄却検定により α の部分のデータが排除されて正確なデータ処理が可能となる。

【0040】次に、ステップ S₅において、異常データが排除された正常データのみに基づいて、各代表値につき所定時間毎の平均値等が演算される。その後、再びステップ S₀ に戻って処理を続ける。

【0041】以上のようにこの実施例においては、デジタルフィルタによって下降期間、上昇期間を決定し、この期間内の血圧データに基づいて代表値を算出するようにしている。したがって、正確に代表値の抽出を行うことができる。また、デジタルフィルタによって本来の血圧変化の周波数近傍の血圧データを透過させるようにしている。また、DBP と DBP の間隔に基づいて脈拍数を演算するようにしているので、正確に脈拍数を算出することができる。さらに棄却検定を行っているので異常なデータを容易に排除することができ、正確な測定を行うことができる。

【0042】上記の説明では、1つの血圧測定センサ6₁からの血圧信号の処理について説明したが、CPU12は時分割により他の血圧測定センサ6₂～6₈からの血圧信号も取り込んで同様の処理を行う。このようにして算出された代表値は、各センサ6₁～6₈ごとにハードディスク22に記憶される。また、図11に示すように、8つのセンサ6₁～6₈に対応する代表値を、CRT18に同時に表示することができる。図において、画面が8分割され、Ch1の部分は血圧測定センサ6₁からの血圧信号に基づく代表値である脈拍数(HR)、SBP、MBP、DBPの時間的变化のグラフを表わしている。Ch2～Ch8はそれぞれ血圧測定センサ6₂～6₈からの血圧信号の代表値を表示している。なお、他の実施例においては、A/D変換器2のチャネル数を増減して、同時に測定できる検体の数を選択することができる。

【0043】－左心室内圧信号の処理－

上記においては、血管内の血圧をセンサで測定した血圧信号の処理について説明した。左心室内圧についても同様の処理を行うことができる。左心室内圧を測定するセンサは、図3に示すものと同様のものを用いることができる。したがって、ハードウェア構成は図4に示すとおりである。

【0044】ROM14に記憶された左心室内圧信号を処理するためのプログラムを、図12にフローチャートで示す。ステップS₃₀のA/D変換は、図5の血圧信号の場合の処理と同じである。図16Aに、左心室内圧信号36をグラフで示す。なお、デジタル変換された左心室内圧信号は、RAM16に順次記憶されて行く。つぎに、CPU12はフィルタリング処理を行う(ステップS₃₁)。フィルタリング処理のフローチャートを図13に示す。まず、ステップS₃₆においてノイズ除去のためのフィルタリング処理を行う。検体がラットである場合には96Hz以上の周波数成分をカットし、犬の場合には40Hz以上の周波数成分をカットするようになっている。ノイズカットされた左心室内圧データは、RAM16に記憶される。

【0045】その後、周期性検出のためのフィルタリングを行う(ステップS₃₇)。血圧信号は立ち上がりと立ち下がりが非対象(すなわち周波数が異なる)であったが、左心室内圧信号は図16Aに示すように、立ち上がりと立ち下がりがほぼ対象である。したがって、上昇期間検出用のフィルタリングと下降期間検出用のフィルタリングの周波数を同じものとすることができる。この実施例においては、検体がラットの場合には6Hz以上の成分をカットし、犬の場合には4Hz以上の成分をカットするようしている。周期性検出のフィルタリング処理が施されたデータは、RAM16に記憶される。

【0046】周期性検出のフィルタリングがされたデータを、図16Aの38に波形として示す。この波形はフィルタリング処理により、左心室内圧信号波形36に対

して所定の時間遅延されている。

【0047】図12に戻って、ステップS₃₁において、周期性検出のフィルタ処理を施されたデータの極大点Yが表わされたか否かを検出する。極大点Yが表われていなければ、ステップS₃₀に戻って次の左心室内圧データの収集を行う。

【0048】極大点Yが表われたら、CPU12はRAM16に記憶されたフィルタリングデータに基づいて代表値の抽出を行う(図12のステップS₃₃)。図14に、代表値抽出処理のフローチャートを示す。まず、CPU12は、代表値抽出用フィルタ処理を施された低周波成分(図16Aの38参照)のデータ下降期間δ₂およびデータ上昇期間γ₂を算出する。次に、データ上昇期間γ₂内における左心室内圧データの最大値を求め、これを左心室収縮期圧内圧(LVSP)とする(ステップS₃₆)。

【0049】次に、CPU12はRAM16に記憶されている左心室内圧データを1次微分する(ステップS₃₇)。微分されたデータを波形で表わしたのが、図16Bである。次に、期間δ₂および期間γ₂の通算期間内におけるこの微分データの最小値を求め、これを左心室最大拡張速度(Min d p/d t)とする(ステップS₃₈)。さらに、微分データの立ち上がり点Z(図16B参照)における左心室内圧データを求め、これを左心室拡張終期圧(LVEDP)とする(ステップS₃₉)。次に、期間δ₂および期間γ₂の通算期間内におけるこの微分データの最大値を求め、これを左心室最大収縮速度(Max d p/d t)とする(ステップS₄₀)。ステップS₄₁においては、LVEDPからLVSPまでの時間を演算するとともに前回のLVEDPから今回のLVEDP間での時間(LVEDP-LVEDP間隔)を算出する。さらに、LVEDP-LVEDP間隔に基づいて心拍数を演算する(ステップS₄₁)。上記のようにして得られた代表値は、ハードディスク22に記憶される。

【0050】次に、得られた代表値について棄却検定を行う(図12のステップS₄₄)。棄却検定のフローチャートを図15に示す。この実施例においては、血圧データの場合(図8参照)と同様に、前後5つのデータに基づいてSmirnov棄却検定を行っている。各代表値のうちの何れか一つでも異常な値であると判定すると、当該1組の代表値を全て棄却する。すなわち、ハードディスク22から消去し、以後の処理においては用いないようする。

【0051】次に、ステップS₃₅において、異常データが排除された正常データのみに基づいて、各代表値につき所定時間毎の平均値等が演算される。その後、再びステップS₃₀に戻って処理を続ける。

【0052】－血流量信号および血流速度信号の処理－
血流量信号、左心室内圧信号と同様にして、血流量信号お

および血流速度信号についても処理を行うことができる。ただし、血流量信号および血流速度信号を得るためにには血流速度センサが必要である。例えば、パルスドップラー血流計（プライムテック株式会社のPD-20など）を用いるとよい。したがって、図4の血圧測定センサ6₁～6₈に代えて血流速度センサを接続すればよい。

【0053】図17Aに、血流速度測定センサからの血流量信号（または血流速度信号）42を示す。また、周期性検出フィルタリング処理の出力波形を44で示す。さらに、図17Bは血流量信号（または血流速度信号）42の微分波形である。上昇期間 τ_3 、下降期間 δ_3 、上昇直前血流量または上昇直前血流速度（DBF）、最大血流量または最大血流速度（SBF）の演算等は、左心室内圧データの場合と同様である。なお、平均血流量または平均血流速度（MBF）は、それぞれ前回のDBFから今回のDBFまでの血流量または血流速度を平均して算出する。

【0054】データの出力

上記のような処理によってハードディスク22には代表値が記憶されていく。この代表値は、CRT18もしくはレコーダ20に出力することによって確認することができる。図18Aに、血圧信号に基づいて得られた脈拍数（HR）収縮期血圧（SBP）平均血圧（MBP）拡張期血圧（DBP）の時間的変化をレコーダ20に出力した例を示す。横軸は、時刻を表わしており1目盛が1時間である。破線50で示される時刻に薬品の投与があった。

【0055】図18Aの出力グラフは、微細な変化まで表わしているため、かえって長時間の全体経過を観察するためには不十分である。一方、薬品投与直後の変化を観察したい場合には、微細な変化を完全に表現できることが好ましい。そこで、この実施例では次のようなフィルタリング処理を行うことによって適切な出力グラフを得られるようにしている。

【0056】出力用フィルタリング処理のフローチャートを図19に示す。まず、ステップS₅₀において収集時間間隔 t_p の入力および出力表示したい代表値の選択を行う。ここで、収集時間間隔 t_p とは、出力表示する際、希望する最小時間間隔をいうものである。収集時間間隔 t_p が大きくなれば微細な変化が取り除かれて全体的な傾向を捉らえやすくなり、収集時間間隔 t_p が小さくなれば微細な変化まで正確に表現できることになる。例えば、図18Aの例では収集時間間隔 t_p を10分程度とすれば微細な変化を除去できて全体的な傾向を明瞭に捉らえられるであろう。

【0057】次に、CPU12は入力された収集時間間隔 t_p に基づいて、下式によりフィルタリング処理のための遮断周波数 f_c を演算する（ステップS₅₁）。

【0058】

$$f_c = 1/t_p \dots \dots \dots \quad (1)$$

例えば、収集時間間隔 t_p が10分である場合には、遮断周波数 f_c は0.0016Hzとなる。

【0059】次に、CPU12は対象となる代表値をハードディスク22から読み出し、演算した遮断周波数 f_c に基づいてフィルタリング処理を行う（ステップS₅₂）。このようにして得られたデータは、ハードディスク22に記憶される。

【0060】図18Aに示すデータをフィルタリング処理（0.0016Hzの遮断周波数で）して得られたデータをレコーダ20によって表示すると、図18Bのようになる。図18Aと比べれば明らかなように、長期的な全体傾向が明瞭に表示されている。

【0061】なお、遮断周波数 f_c は(1)式よりもやや低くしてもよい。

【0062】－その他の実施例－

上記実施例においては、循環動態測定データとして血圧データ、左心室内圧データ、血流量データを対象としたが、他の循環動態測定データを対象としてもよい。

【0063】また、上記実施例では、CPUを用いて各手段を構成したが、その全部または一部をハードウェアロジックによって構成してもよい。

【0064】

【発明の効果】請求項1の循環動態測定データ処理装置においては、周期性検出フィルタ手段によって周期性の成分を取り出し、これに基づいて下降期間または上昇期間を決定するとともに、この期間における代表値を抽出するようしている。したがって、異常な周期を有するデータを除外して、各期間における代表値を正確に抽出することができる。すなわち、測定データの信頼性を向上させることができる。請求項2の循環動態測定データ処理装置においては、抽出された代表値を近接する他の周期の代表値と比較することによって不要な代表値を除去している。したがって、異常なデータを排除することができる。

【0065】請求項3、4の循環動態測定データ処理装置においては、前回の代表値から今回の代表値までの時間間隔に基づいて脈拍数または心拍数を演算している。したがって、正確な脈拍数または心拍数を得ることができる。すなわち、異常なデータによって誤った脈拍数または心拍数を検出する恐れがない。

【0066】請求項5の循環動態測定データ処理装置においては、周期性検出フィルタ手段によって周期性の成分を取り出し、これに基づいて下降期間または上昇期間を決定するとともに、下降期間における血圧信号に基づいて拡張期血圧を算出するか、もしくは上昇期間における血圧信号に基づいて収縮期血圧を算出するようしている。したがって、異常な周期を有する血圧信号を排除しつつ、正確に拡張期血圧または収縮期血圧を算出することができる。

【0067】請求項6、8、10の循環動態測定データ

処理装置においては、下降期間用フィルタと上昇期間用フィルタによって周期性検出フィルタを構成し、下降期間用フィルタの出力によって下降期間を決定し、上昇期間用フィルタの出力によって上昇期間を決定するようしている。したがって、下降期間、上昇期間をより正確に決定することができる。

【0068】請求項7の循環動態測定データ処理装置においては、周期性検出フィルタ手段によって周期性の成分を取り出し、これに基づいて下降期間または上昇期間を決定するとともに、左心室内圧信号の微分信号を得て、下降期間内における微分信号の出力時点の左心室内圧信号に基づいて左心室拡張終期圧を算出するか、もしくは上昇期間における左心室内圧信号に基づいて左心室収縮期圧を算出するようにしている。したがって、異常な周期を有する左心室内圧信号を排除しつつ、正確に左心室拡張終期圧または左心室収縮期圧を算出することができる。

【0069】請求項9の循環動態測定データ処理装置においては、周期性検出フィルタ手段によって周期性の成分を取り出し、これに基づいて下降期間または上昇期間を決定するとともに、血流量信号の微分信号を得て、下降期間内における微分信号の山力時点の血流量信号に基づいて上昇直前血流量を算出するか、もしくは上昇期間における血流量信号に基づいて最大血流量を算出するようにしている。したがって、異常な周期を有する血流量信号を排除しつつ、正確に上昇直前血流量または最大血流量を算出することができる。

【0070】請求項10の循環動態測定データ処理装置においては、周期性検出フィルタ手段によって周期性の成分を取り出し、これに基づいて下降期間または上昇期間を決定するとともに、血流速度信号の微分信号を得て、下降期間内における微分信号の出力時点の血流速度信号に基づいて上昇直前血流速度を算出するか、もしくは上昇期間における血流速度信号に基づいて最大血流速度を算出するようにしている。したがって、異常な周期を有する血流速度信号を排除しつつ、正確に上昇直前血流速度または最大血流速度を算出することができる。

【0071】請求項12の循環動態測定データ処理装置においては、サンプリング間隔に対応するサンプリング周波数に応じて、低周波通過フィルタ手段の通過周波数を変化させるとともに、通過周波数を前記サンプリング周波数よりやや高い周波数としている。したがって、サンプリング間隔に応じて適切なデータが得られる。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の一実施例による循環動態測定データ処理装置に基づく血圧データ処理を示すための図である。

【図2】この発明の一実施例による循環動態測定データ処理装置の外観を示す図である。

【図3】図2の装置に用いた血圧センサを示す図である。

【図4】図2の装置のブロック図である。

【図5】ROM14に格納されたデータ処理のプログラムのフローチャートである。

【図6】フィルタリング処理のフローチャートである。

【図7】代表値抽出処理のフローチャートである。

【図8】棄却検定処理のフローチャートである。

【図9】ハードディスク22に記憶される代表値の一例を示す図である。

【図10】CRT18に表示された代表値抽出の画面である。

【図11】CRT18に8チャンネル同時に表示された代表値の推移を示す画面である。

【図12】ROM14に格納されたデータ処理のプログラムのフローチャートである。

【図13】フィルタリング処理のフローチャートである。

【図14】代表値抽出処理のフローチャートである。

【図15】棄却検定処理のフローチャートである。

【図16】この発明の一実施例による循環動態測定データ処理装置に基づく左心室内圧データ処理を示すための図である。

【図17】この発明の一実施例による循環動態測定データ処理装置に基づく血流量データ処理または血流速度データ処理を示すための図である。

【図18】代表値の時間変化およびフィルタリング処理を施した後の代表値の時間変化をレコーダ20から出力した例である。

【図19】出力のためのフィルタリング処理を示すフローチャートである。

【図20】従来の血圧データの測定を示すグラフである。

【図21】従来の血圧データの測定を示すグラフである。

【符号の説明】

2...A/D変換器

61～68...血圧測定センサ

12...CPU

14...ROM

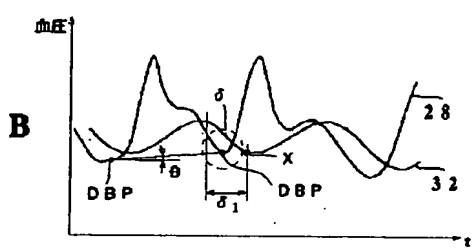
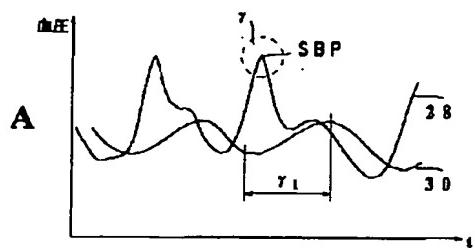
16...RAM

18...CRT

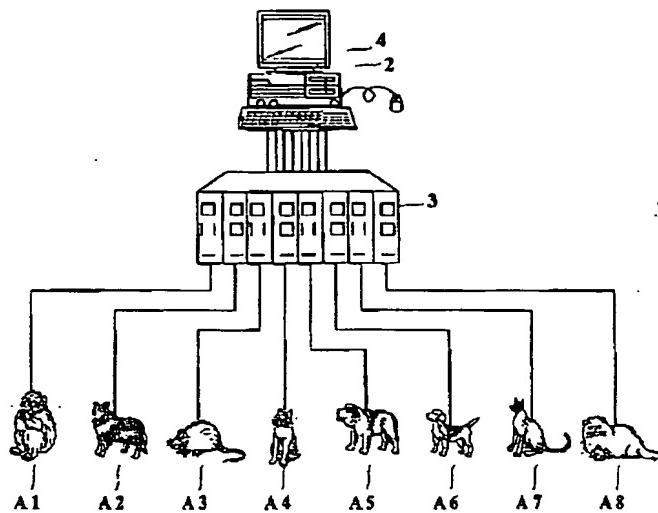
20...レコーダ

22...ハードディスク

【図1】

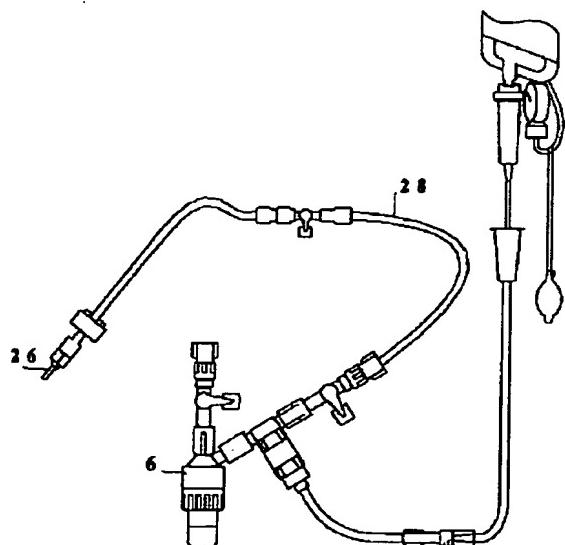


【図2】



【図6】

【図3】



フィルタリング処理

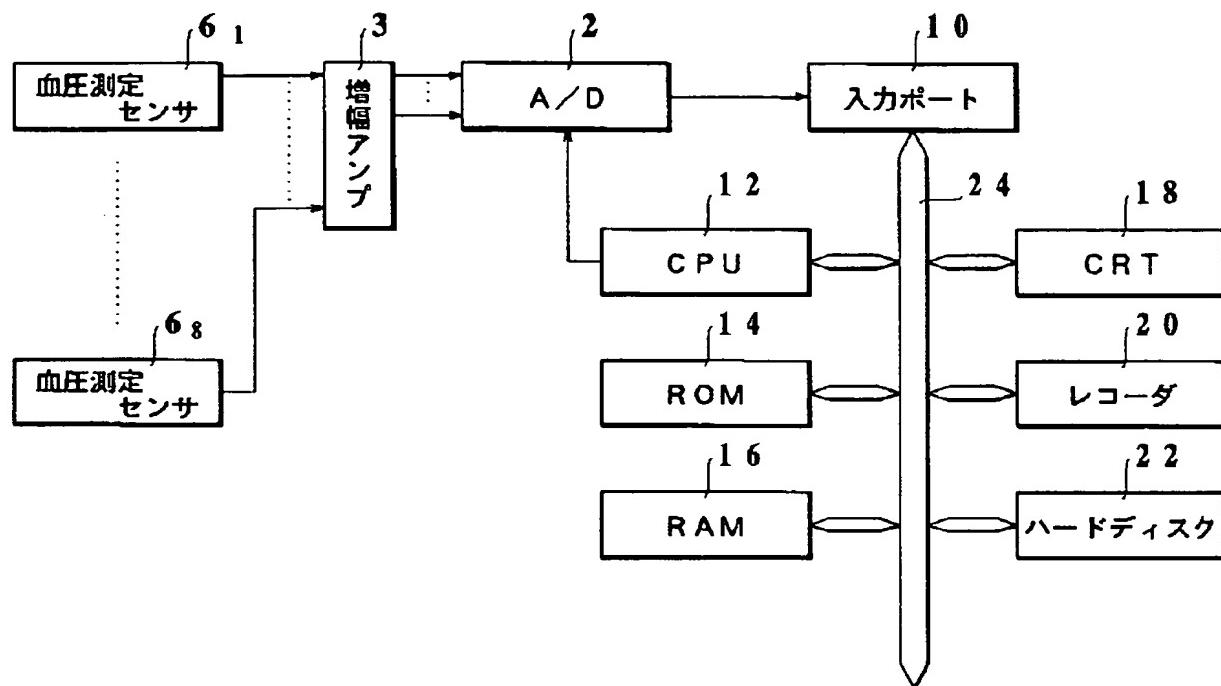
入力波形データに対し、ノイズ除去用ローパス・フィルタリングをする。 S₆

ノイズ除去用ローパス・フィルタリングをされた入力波形データに対し、最大値検出用低周波成分データ生成用ローパス・フィルタリングをする。 S₇

ノイズ除去用ローパス・フィルタリングをされた入力波形データに対し、最小値検出用低周波成分データ生成用ローパス・フィルタリングをする。 S₈

E N D

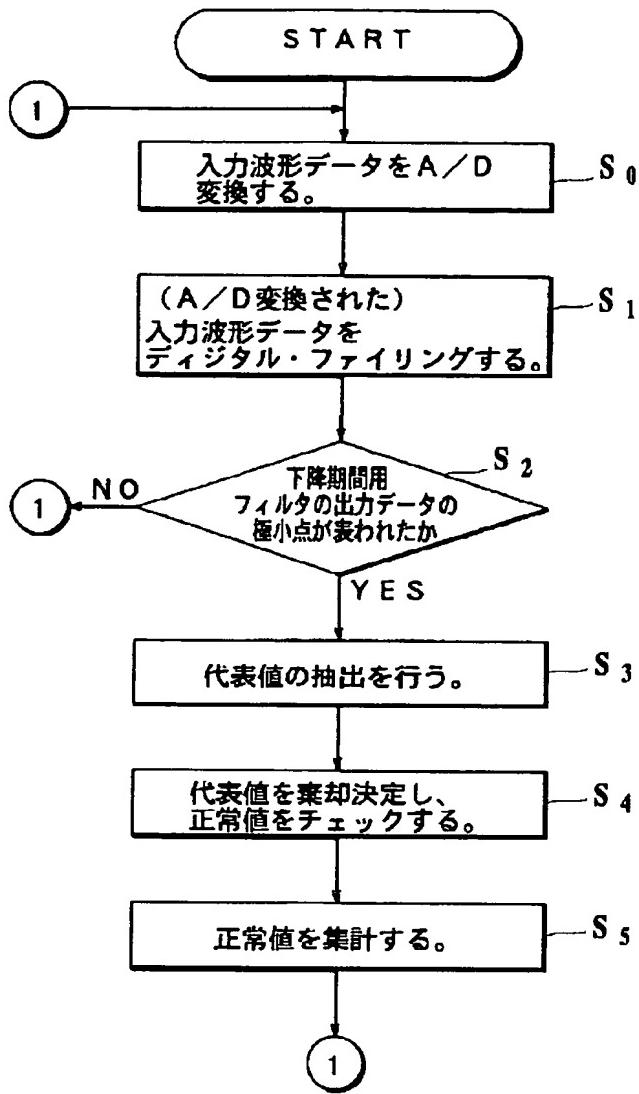
[図4]



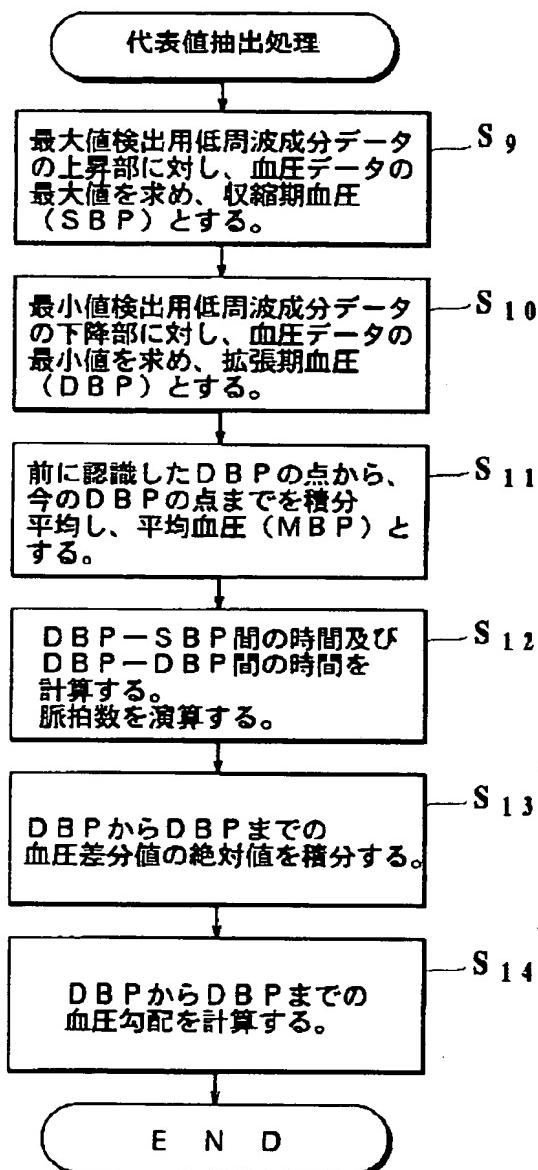
[図9]

(mmHg)	(mmHg)	(mmHg)	(Beats/min)	(sec)	(sec)	(mmHg)
S B P	M B P	D B P	脈拍数	D B P - D B P 間隔	D B P - S B P 間隔	血圧波形 変位値
152.6	116.4	92.3	312	0.193	0.050	123.5
150.8	117.3	92.5	333	0.180	0.050	116.8
152.9	118.4	91.8	338	0.177	0.050	121.4
153.6	118.6	94.0	333	0.180	0.050	121.3
152.5	118.8	93.6	333	0.180	0.052	117.3

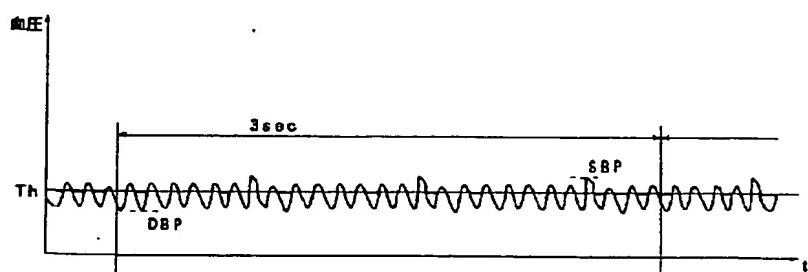
【図5】



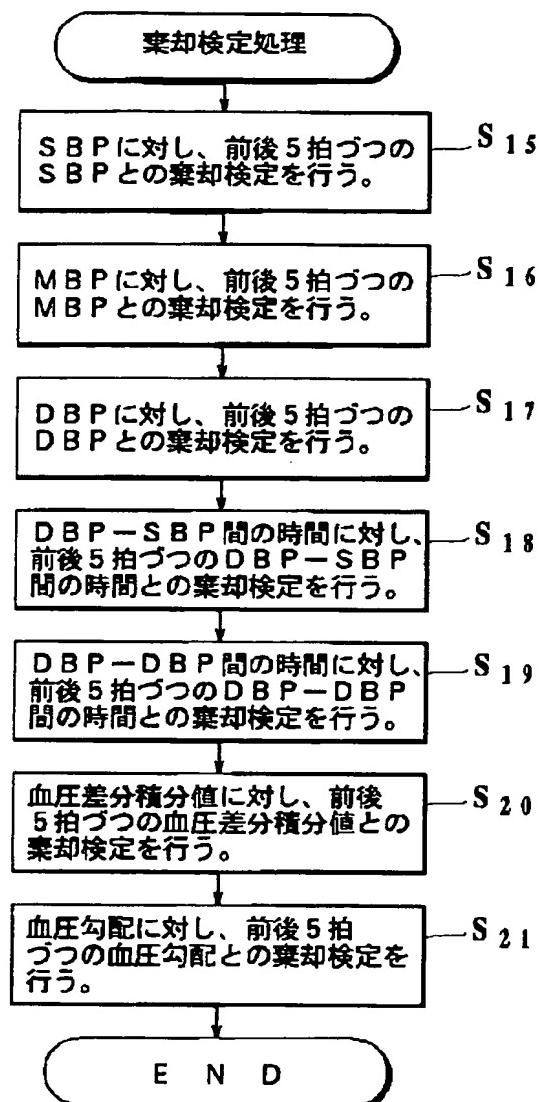
【図7】



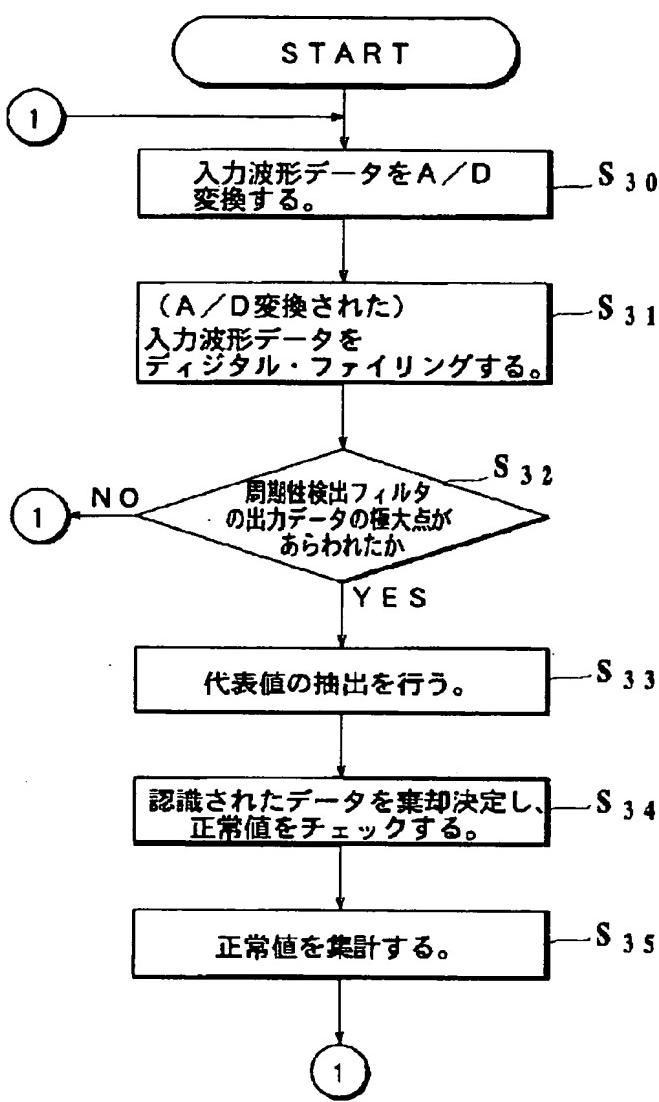
【図20】



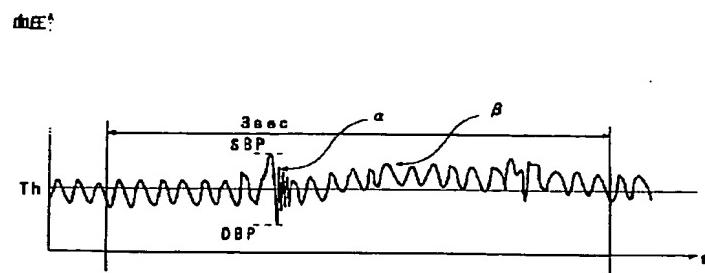
【図8】



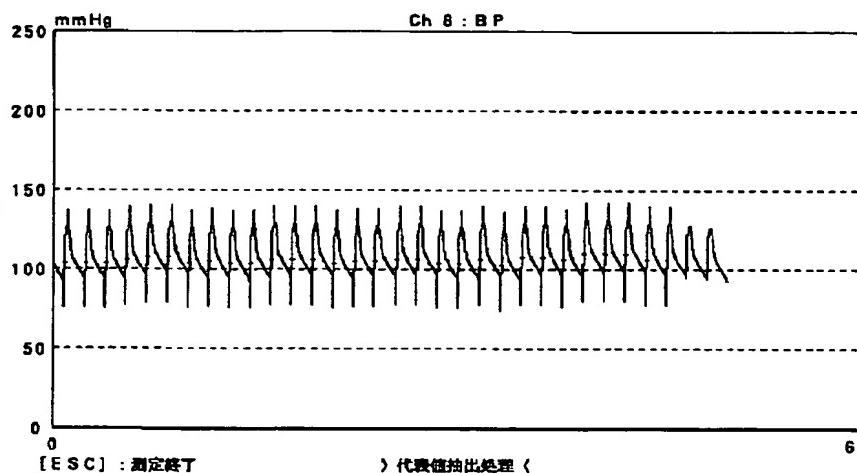
【図12】



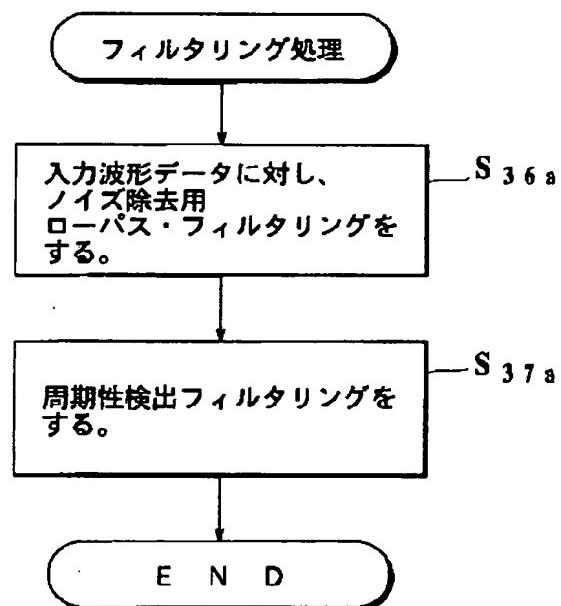
【図21】



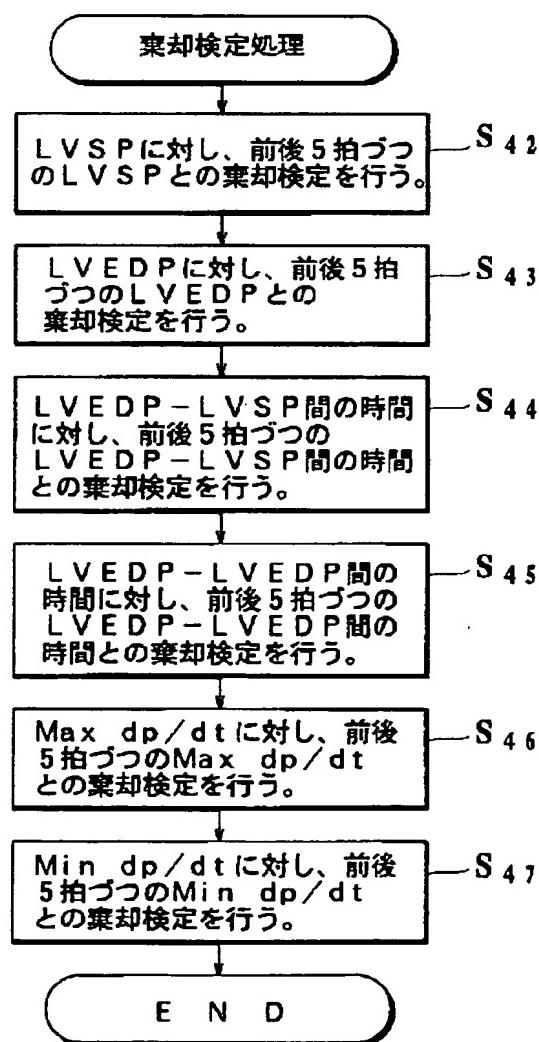
【図10】



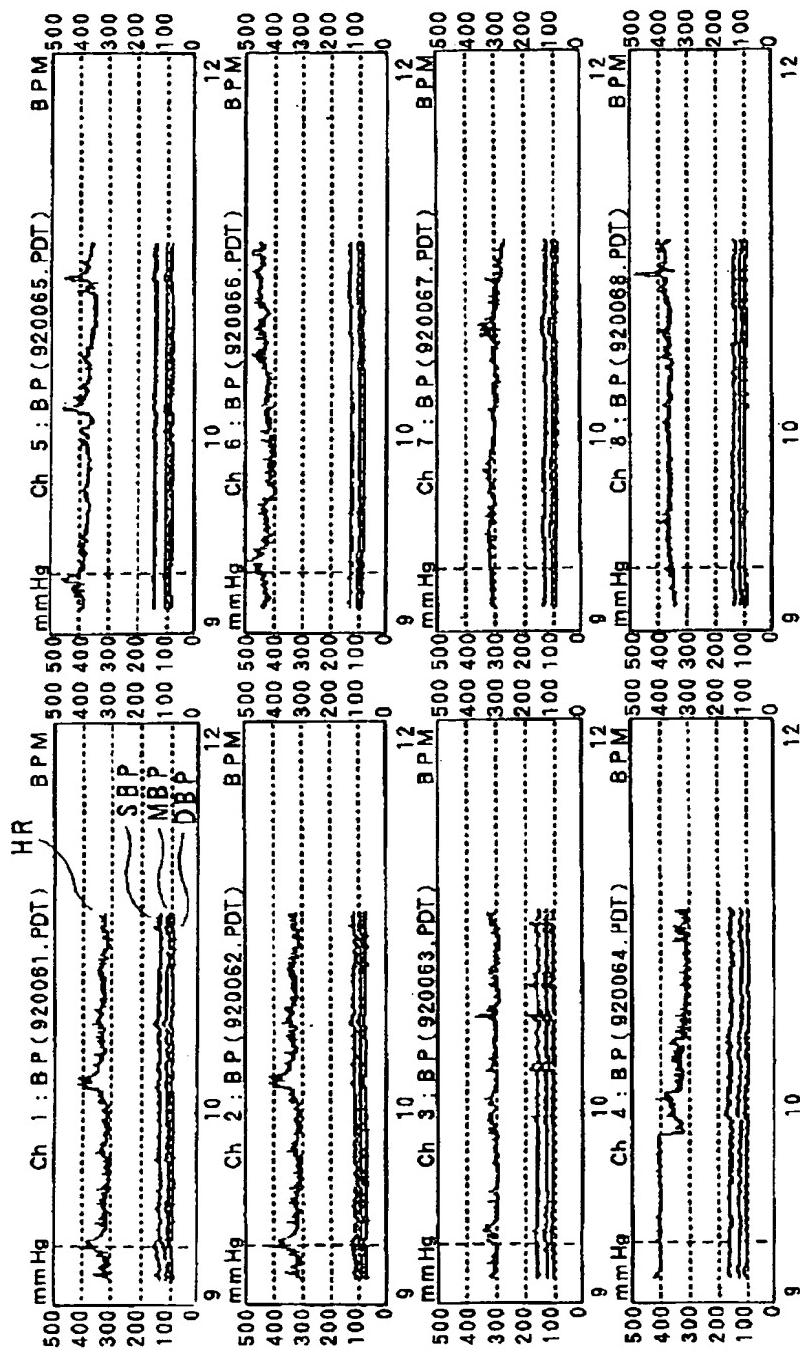
【図13】



【図15】

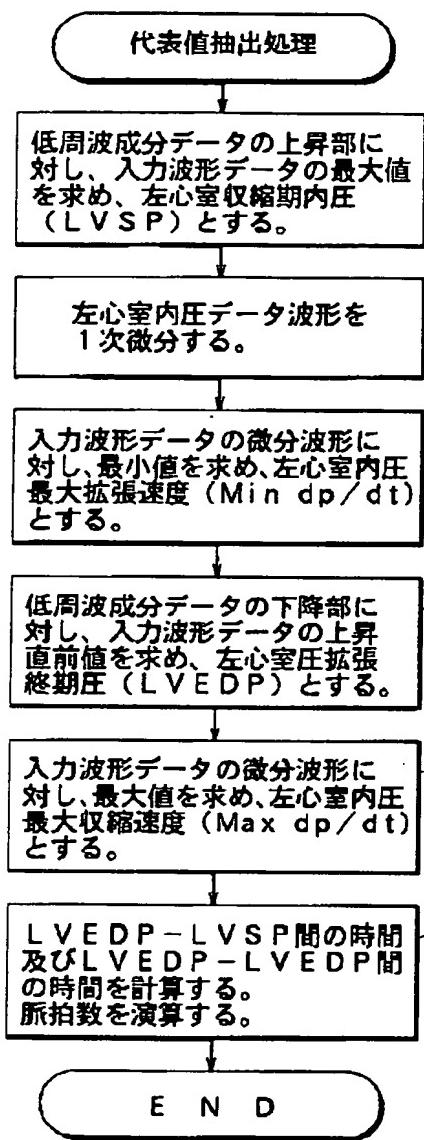


【図11】

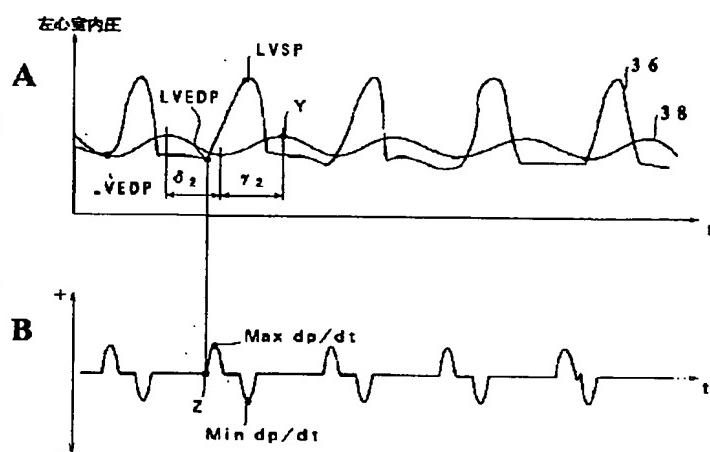


[ESC] x 3 : 終了 [HOME] x 5 : 中断 現在時刻 > 11:01:12 計測時間 > 01:41:02 残時間 > 00:18:58
Ch 1 Ch 2 Ch 3 Ch 4 Ch 5 Ch 6 Ch 7 Ch 8 ! ALM 反応 报与 Data

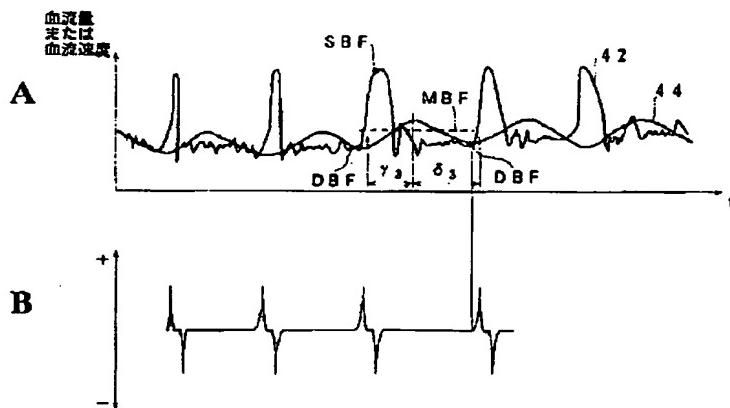
【図14】



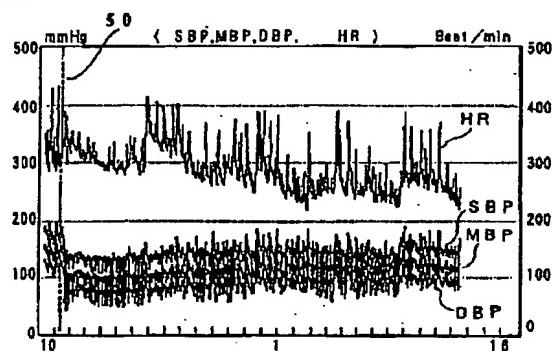
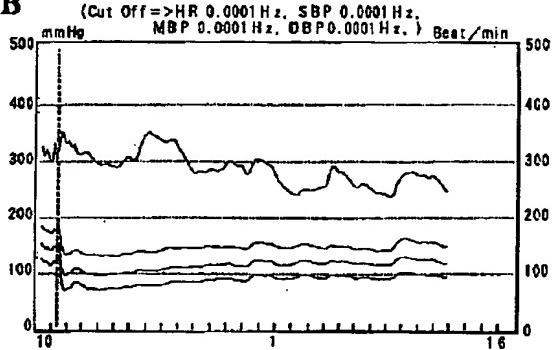
【図16】



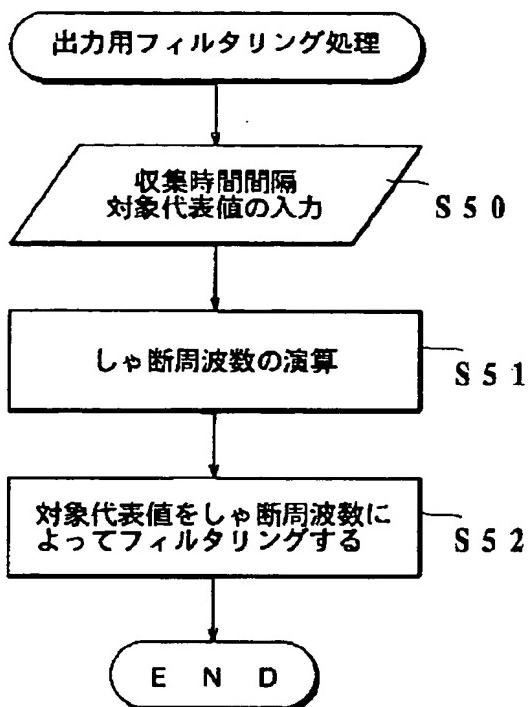
【図17】



【図18】

A**B**

【図19】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.